

## ⑫ 公開特許公報(A)

昭62-266053

⑪ Int.Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 昭和62年(1987)11月18日

A 61 C 19/04  
A 61 B 10/00Z-6859-4C  
H-7437-4C

審査請求 未請求 発明の数 2 (全6頁)

⑭ 発明の名称 歯槽骨の骨萎縮度評価法

⑮ 特 願 昭61-108665

⑯ 出 願 昭61(1986)5月14日

⑰ 発 明 者 山 下 源 太 郎 立川市柴崎町4-10-7

⑱ 出 願 人 帝 人 株 式 会 社 大阪市東区南本町1丁目11番地

⑲ 代 理 人 弁 理 士 前 田 純 博

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

歯槽骨の骨萎縮度評価法

## 2. 特許請求の範囲

(1) 歯槽骨のX線像の陰影濃度を測定して歯槽骨の濃度パターンを求め、次いで該濃度パターンより歯槽骨幅(d)、吸収面積(ΣQS)および最大吸収度(QBmax)の少なくとも1つの指標を求め、該指標により歯槽骨の骨萎縮度を評価することを特徴とする歯槽骨の骨萎縮度評価法。

(2) 歯槽骨の骨萎縮度評価法において、歯槽骨のX線像の陰影濃度を測定する際に使用するアルミニウム標準物質。

(3) 最大高さが15mm以上、長さが20~25mmのアルミニウム階段である特許請求の範囲第2項記載のアルミニウム標準物質。

## 3. 発明の詳細な説明

&lt;産業上の利用分野&gt;

本発明は歯槽骨の骨萎縮度評価法に関する。更に詳細には、本発明は、中手骨骨萎縮度等の判定法として知られるMD法を歯槽骨に応用したものであり、歯槽骨のX線像の陰影濃度を測定して歯槽骨の濃度パターンを求め、該濃度パターンより、歯槽骨幅(d)、吸収面積(ΣQS)等の指標を求め、これらの指標に基づいて歯槽骨の骨萎縮度を評価する方法、並びに該評価法に使用するアルミニウム標準物質である。本発明の評価法により、例えば歯槽骨の歯周疾患の進行度等を客観的且つ定量的に評価することができる。

## &lt;従来の技術&gt;

歯周疾患患者の歯槽骨の萎縮度を評価する方法は、従来より種々行われており、例えばX線像を撮影して骨陰影濃度の変化、骨梁の変化、骨形態の変化等を照して見て、総合的に判定する方法がある。この判定方法では個人差が入ることは免れず、より客観的で且つ、定量的な骨萎縮度評価法が望まれる。

一方、整形外科領域等において骨萎縮度の判定法として、マイクロデンシトメトリー法(MD法)が知られている。即ち例えば、整形外科領域で中手骨骨萎縮度判定法(井上哲郎ほか:骨代謝, 13:187, 1980)並びに小児科領域で桃骨骨萎縮度判定法(鈴鹿隆久ほか:日本新生児学会雑誌; 20(163):390, 1984。)などが知られている。

中手骨骨萎縮度判定法では、骨萎縮度を判定する際の指標として、皮質骨比(桃側並びに尺側の皮質骨幅 $d_1 + d_2$ を骨幅Dで除した値)、骨髓幅d、最大骨密度GS<sub>max</sub>(桃側並びに尺側のアルミニウム階段の段数に換算したピーク高さGS<sub>1</sub>とGS<sub>2</sub>との平均値)、最小骨密度GS<sub>min</sub>、平均骨密度 $\overline{GS} = GS/D$ (デンシトメトリー面積をアルミニウム階段に換算して積分した値 $\overline{GS}$ を骨幅Dで除した値)並びに骨パターンを用いており、又小児の桃骨骨萎縮判定法の場合には、骨幅D、骨長さLをも加えた指標を用いて評価している。しかし

- 3 -

ながら、歯並びに歯槽骨のデンシトメトリーは、これら中手骨並びに桃骨のデンシトメトリーとは全く異なり、中手骨並びに桃骨に用いた指標は、そのままでは全く使用することは出来ない。

又、中手骨並びに桃骨のX線像撮影に際しては、1段の高さ1mmで20段で長さ200mm、幅30mmのアルミニウム階段(最小高さ1mm、最大高さ20mm)又は最小高さ1mmで最大高さ15mm、長さ150mm、幅15mmのアルミニウムスロープを用いているが、高さにしる長さにしる、これらの標準物質をそのまま歯槽骨のデンシトメトリーに用いることは出来ない。

#### <発明が解決しようとする問題点>

そこで、本発明者は、MD法を歯槽骨の評価に応用することに着目し、歯槽骨の骨萎縮度の評価に適したアルミニウム階段並びに指標につき鋭意研究した結果、歯及び歯槽骨のX線像撮影に適した高さ及び大きさを持つア

- 4 -

ルミニウム階段を考案し、又、歯槽骨の骨萎縮度の評価に適した歯槽骨幅、吸収面積、<sup>最大</sup>吸収度等に関する3指標を見出し、本発明の歯槽骨の骨萎縮度を評価する方法に到達した。

#### <問題点を解決するための手段>

即ち、本発明方法は、歯槽骨のX線像の陰影濃度を測定して歯槽骨の濃度パターンを求め、次いで該濃度パターンより歯槽骨幅(d)、吸収面積( $\Sigma GS$ )および最大吸収度(GS<sub>max</sub>)の少なくとも1つの指標を求め、該指標により歯槽骨の骨萎縮度を評価することを特徴とする歯槽骨の骨萎縮度評価法である。

本発明方法では、先ず歯槽骨のX線像を得るために例えば、上顎又は下顎中切歯を中心とするX線像を、アルミニウム階段を標準物質として挿入して撮影する。その際、アルミニウム階段は、第1図の如く上歯と下歯との間に挿入し、歯と重ならない様にする必要がある。X線像撮影条件は、通常の条件で支えない。又、中切歯を中心とするX線像が最も

- 5 -

簡単に且つ正確に撮影しうるので好ましいが、必要なら他の歯、例えば犬歯並びに臼歯についても同様に実施し得る。X線像を撮影するに当り、標準物質として、第3図に示した如くアルミニウム階段を挿入する。アルミニウム階段は、そのX線像の光学密度範囲に、測定しようとする歯の光学密度範囲が入る必要があるため、その高さが特に重要である。そのためには、アルミニウム階段の最大高さは15mm以上、好ましくは20mm以上、特に好ましくは25mmである。その最大高さを、例えば5等分して1段当りの高さが決る。又、アルミニウム階段の長さは、歯科用X線フィルムに収まる必要があり、そのためには20~25mmが適当であり、幅は5~7mmが適当である。又、以上アルミニウム階段で説明したが、同じ高さを有するアルミニウムスロープも同様に標準物質として使用し得ることは勿論である。この様なアルミニウム階段を標準物質として使用し、後述の如くアルミニウ

- 6 -

アルミ階段の段数に換算した吸収面積  $\Sigma G S$  並びに最大吸収度  $G S_{max}$  を求めることにより、X線像の撮影条件が変動しても、同じ結果を得ることが出来る。但し、余りにもX線像の撮影条件が異なると、アルミニウム階段を標準物質として使用しても、同じ結果を得ることは出来にくくなるので、出来るだけ同一条件でX線像を撮影することが望ましいことは当然である。

歯槽骨のX線像の陰影濃度は、通常デンシトメーターを用いて測定する。X線像の陰影濃度をデンシトメーターを用いて測定するにあたり、その測定部位は例えば中切歯全長の根尖部から  $1/3$  乃至  $1/2$ 、好ましくは  $1/3$  近辺に相当するX線像である(第1図参照)。余り歯冠に近い部位では、特に歯周疾患患者では、歯槽骨の吸収が起つて、歯槽骨の測定にならず一方、余りに根尖部に近いと、特に歯並びの悪い患者では、測定しようとしている歯並びに歯槽骨全部を測定されない恐れが

- 7 -

そこで、第2図の如く隣接する歯と歯とのデンシトメトリーの最下端の接線から上の斜線部分を歯槽骨部のデンシトメトリーと見做し、下記3指標を設定した。

#### (1) 歯槽骨幅: $d$

濃度パターンにおいて、光学密度最大点から垂線を下し、隣接する歯と歯との接線まで長さを2等分した位置での斜線部分の幅、所謂半値幅を、歯槽骨幅  $d$  とする。これらの長さの測定は、物差し、ノギスなど通常の方法で測定することが出来る。この  $d$  値は、歯周疾患が重症になると共に一般に大きくなる。

#### (2) 吸収面積: $\Sigma G S$

第2図の斜線の面積を、アルミ階段の高さに換算して積分した値であり、コンピューターを用いて計算することが好ましい。吸収面積は、後述の実施例3に記載する如く、歯周疾患が重症になる程大きくなり、健康者との差が特に顕著になるので、最も

あるからである。測定部位は、一度決めれば以後は同一部位を測定する。デンシトメーターで測定して得られる歯槽骨の濃度パターンは、5~10倍に拡大してチャートに記録する。拡大して記録することにより、後述する歯槽骨幅等を、より正確に測定し得るからである。又、標準物質として挿入したアルミニウム階段のデンシトメトリーは、アルミニウム階段のほぼ中央部を測定して、例えば2倍に拡大してチャートに記録する。

第2図に、歯槽骨並びにアルミニウム階段のデンシトメトリー(濃度パターン)の一例を示す。このチャートでは、光学密度が低い(X線像で白い)と下方に、光学密度が高い(X線像で黒い)と上方に記録されているので切歯の部分に対して、斜線を引いた歯槽骨部は重症になり、骨吸収が大きくなる程X線像上では黒くなっているのも、光学密度は高くなり、チャートの上方への切れ込みは大きくなる。

- 8 -

好ましい指標となる。

#### (3) 最大吸収度: $G S_{max}$

光学密度最大点のアルミニウム階段の段数に換算した値と、光学密度最大点から垂線を下し、隣接する歯と歯との接線との交点のアルミニウム階段の段数に換算した値との差を最大吸収度  $G S_{max}$  とする。この  $G S_{max}$  値は、歯周疾患が重症になる程大きくなり、 $\Sigma G S$  に次いで重要な指標となる。

以上の3指標は、それぞれ単独で歯周疾患患者の歯槽骨の硬さの評価法として用いることも出来るし、2つ以上の指標を組合せて、総合的に評価することも出来る。即ち、例えば吸収面積( $\Sigma G S$ )が大きい場合には、歯周疾患がかなり進行していると評価することができ、吸収面積( $\Sigma G S$ )とともに歯槽骨幅( $d$ )及び最大吸収度( $G S_{max}$ )を併用することにより、歯周疾患の進行度をより客観的且つ定量的に評価することができる。

- 10 -

## ＜発明の効果＞

以上に詳述した如く、歯槽骨の吸収パターンより得られる指標、歯槽骨幅(d)、吸収面積(ΣGS)、最大吸収度(GSmax)を用いることによつて、例えば歯槽膿漏等の歯周疾患患者の歯槽骨の萎縮度の現状を客観的且つ定量的に把握することも出来るし、経時的に測定することにより、治療効果の確認に用いることも出来る。

## ＜実施例＞

以下本発明を実施例により更に詳細に説明する。

## 実施例 1

上顎又は下顎中切歯部を下記第1表に示す種々のアルミニウム階段を標準物質として入れ、露出時間0.51秒で歯科用X線装置を用いて規格撮影する。そのX線像をマイクロデンシトメーター(Joyce Loebel 社製 model MCS)を用いて中切歯全長で根尖部から1/3の部位を測定し、

- 11 -

その陰影濃度パターンを5倍に拡大してチャートに記録し、同時にアルミニウム階段の陰影濃度も測定する。チャートから歯槽骨幅d及びアルミニウム階段の段数に換算した吸収面積ΣGS並びに最大吸収度GSmaxを求めた。4.1～3のアルミニウム階段の光学密度範囲に、歯の光学密度範囲に入らず、骨密度関係指標ΣGS並びにGSmaxは測定出来なかつた。

- 12 -

表 1

No	アルミニウム階段の大きさ (mm)						測定結果	
	1段当りの高さ	段数	幅	全長	最小高さ	最大高さ	d	ΣGS
1	0.5	5	7	25	0.5	25	165	測定不能
2	1	7	7	25	1	7	180	同上
3	2	5	7	25	2	10	183	同上
4	3	5	7	25	6	18	360	138
5	5	5	7	25	5	25	360	402

- 13 -

## 実施例 2

50才の男子の下中切歯を中心とするX線像を、1段の高さ5mmで5段のアルミニウム階段と共に同一条件で3回撮影し、3枚のX線像を得た。

その中の1枚のX線像につき、実施例1と同様にして3回、マイクロデンシトメーターを用いて根尖部から1/3の部位並びにアルミニウム階段の陰影濃度を測定してチャートに記録した。

3枚のデンシトメトリーの中の1枚については、3回、ノギスを用いて歯槽骨幅dを、又コンピューターを用いてアルミニウム階段の段数に換算した吸収面積ΣGS並びに最大吸収度GSmaxを計算した。それ以外のX線像については、各1回のマイクロデンシトメーターによる測定を行い、又各デンシトメトリーについては、それぞれ1回のノギスによるdの測定並びにコンピューターによるΣGS並びにGSmaxの測定を行なつた。

以上の測定結果より、コンピューター、ノギス

- 14 -

による計測誤差，マイクロデンシトメーターによる測定誤差並びにX線像撮影誤差を変動係数  $CV = \sigma / \bar{x} \times 100 (\%)$  として求めると、第2表の様になり、いずれの誤差も10%以下となり、十分実用し得ることが明らかである。

第 2 表

指 標	歯槽骨幅 d	吸収面積 ΣGS	最大吸収度 GSmax
コンピュータ、ノギス計測	0	4.39	2.45
デンシトメーター測定	0.78	5.30	2.55
X線像撮影	2.18	6.80	1.92

## 実施例3

健康者並びに重症度の異なる歯周疾患患者の上顎又は下顎中切歯部のX線像を実施例2と同様にして撮影し、歯槽骨幅d、吸収面積ΣGS並びに最大吸収度GSmaxを測定した結果を第3表に示す。

—15—

歯周疾患が重症になると共に、各指標の数値が大きくなっており、本法各指標が歯周疾患患者の歯槽骨の骨質密度の重症度の評価に使用し得ることは明らかである。

なお表中

L2-L1は左側第2切歯と左側第1切歯間の測定値，

L1-R1は左側第1切歯と右側第1切歯間の測定値，

R1-R2は右側第1切歯と右側第2切歯間の測定値

を示す。

## 4 図面の簡単な説明

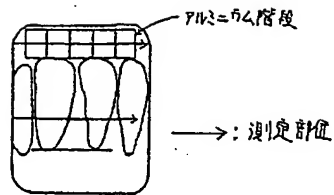
第1図は、歯槽骨のX線像を得る際の、アルミニウム階段及び歯の模式図を示したものであり、第2図は歯槽骨の濃度パターン及びアルミニウム階段の陰影濃度を示したものであり、第3図はアルミニウム階段の一例を示したものである。

—17—

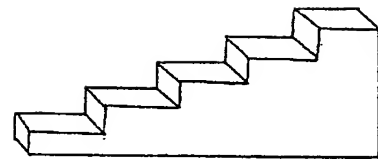
第 3 表

年 令	性 別	病 状	L2-L1	L1-R1			R1-R2		
				d	ΣGS	GSmax	d	ΣGS	GSmax
30	男	健康	317	319	0.15	0.39	340	0.34	0.39
28	女	健康	32	25	0.14	0.45	33	0.30	0.37
55	男	軽症	843	1260	0.80	0.57	533	0.30	0.51
60	女	軽症	817	1047	0.48	0.54	757	0.44	0.58
63	男	中等症	750	1360	0.98	0.66	817	0.53	0.61
56	男	中等症	503	1690	1.39	0.67	350	0.41	0.68
58	男	軽症	49	119	1.55	0.92	61	0.51	0.65
49	女	軽症	777	1303	1.50	0.96	222	1.42	0.84
70	男	重症	97	196	1.94	1.03	100	0.41	0.48
61	女	重症	142	210	2.12	0.85	71	0.46	0.63
63	女	重症	113	183	2.05	1.14	111	0.50	0.41

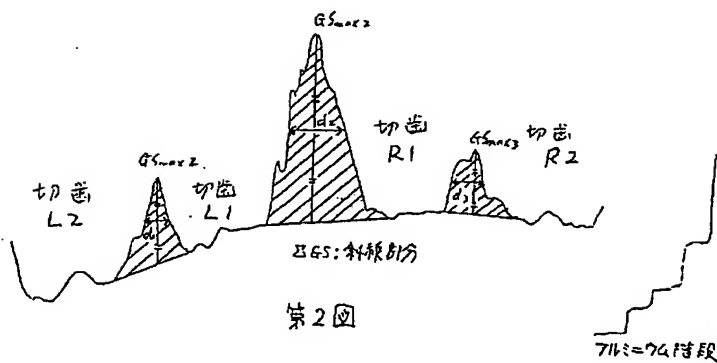
—16—



第1図



第3図



第2図

# 手続補正書

昭和61年 8月 20 日

特許庁長官殿

## 1. 事件の表示

特願昭 61 - 108665 号

## 2. 発明の名称

歯槽骨の骨菱縮度評価法

## 3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

大阪市東区南本町1丁目11番地  
(300) 帝人株式会社  
代表者 岡本 佐四郎

## 4. 代理人

東京都千代田区内幸町2丁目1番1号  
(飯野ビル)  
帝人株式会社内  
(7726) 弁理士 前田 純博  
連絡先 (506) 4481



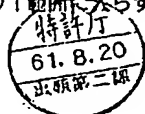
## 5. 補正の対象

明細書の「発明の詳細な説明」の欄

## 6. 補正の内容

明細書第12頁第7行の「範囲に入らず」を「範囲は入らず」と訂正する。

以上



## ⑫ 公開特許公報(A) 平1-207043

⑤ Int. Cl.<sup>4</sup>A 61 B 10/00  
6/00

識別記号

3 5 0

庁内整理番号

R-8119-4C  
S-8119-4C

⑬ 公開 平成1年(1989)8月21日

審査請求 未請求 請求項の数 6 (全4頁)

⑭ 発明の名称 X線像の評価方法及び評価装置

⑯ 特 願 昭63-30945

⑰ 出 願 昭63(1988)2月15日

特許法第30条第1項適用 1987年8月16日発行のSICOT 87 XVII. WORLD CONGRESS  
ABSTRACTS (P.120)に文書をもって発表

⑱ 発 明 者 小 口 茂 樹 東京都世田谷区等々力4-18-9 秀和等々力レジデンス  
303号

⑲ 発 明 者 白 須 徹 夫 千葉県流山市西松ヶ岡1-26-6

⑳ 発 明 者 田 川 宏 東京都目黒区五本木2-32-6

㉑ 発 明 者 山 下 源 太 郎 東京都立川市柴崎町4-10-7

㉒ 出 願 人 帝 人 株 式 会 社 大阪府大阪市東区南本町1丁目11番地

㉓ 代 理 人 弁 理 士 前 田 純 博

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

X線像の評価方法及び評価装置

## 2. 特許請求の範囲

(1) 被検物が存在する体の実質上同じ部位について異なる時期に標準物質と共に撮影された少なくとも2個のX線像を用いる該被検物に関するX線像の評価方法において、

- (i) 該少なくとも2個のX線像を、画像入力手段により入力し記憶手段により記憶すること、
- (ii) 記憶された少なくとも2個のX線像の各々において対応する少なくとも4点のポイントを射影変換法により実質上一致させること、
- (iii) 記憶された少なくとも2個のX線像の陰影濃度を、標準物質のX線像を基準とした濃度変換法により修正すること、及び
- (iv) 記憶された少なくとも2個のX線像と、射影変換及び濃度変換が施されたX線像を表示すること、

を用いて該少なくとも2個のX線像の各々における対応した箇所の陰影濃度を比較することを特徴としたX線像の評価方法。

- (2) 該射影変換法が、記憶された少なくとも2個のX線像のうちの1個のX線像の中で四角形を形成する4点を指定して各々の座標を読み取り、該少なくとも2個のX線像のうちの別のX線像において該4点に対応する各々の座標を読み取り、双方の座標より射影変換パラメータを決定して、該1個の画像における4点と該別のX線像における対応した4点の座標を一致せしめるものである請求項1のX線像の評価方法。
- (3) 該濃度変換法が、記憶された少なくとも2個のX線像における各々の標準物質の像につき陰影濃度と標準物質の厚さの関係を近似した関数を用いて、該少なくとも2個のX線像のうちの1個のX線像における標準物質の厚さに対する陰影濃度パターンに別のX線像における標準物質の厚さに対する陰影濃度パターンを一致せしめるものである請求項1のX線像の評価方法。

(4) 該表示が、該X線像の陰影濃度を複数段階に分けて各段階に対応させてあらかじめ定められた色彩を用いて、該X線像をカラー表示するものである請求項1のX線像の評価方法。

(5) 該被検物が、骨である請求項1のX線像の評価方法。

(6) 被検物が存在する体の実質上同じ部位について異なる時期に標準物質と共に撮影された少なくとも2個のX線像を用いる該被検物のX線像による評価装置であって、

(i) 該少なくとも2個のX線像を入力し記憶するための画像入力手段及び画像記憶手段と、

(ii) 記憶された少なくとも2個のX線像の各々における対応する少なくとも4点のポイントを実質上一致せしめるための射影変換手段と、

(iii) 記憶された少なくとも2個のX線像の陰影濃度を、標準物質のX線像を基準として修正するための濃度変換手段と、及び

(iv) 記憶された少なくとも2個のX線像と、射影変換及び濃度変換が施されたX線像を表示

などからの制約により、X線像の陰影濃度から骨の状態を精度よく把握することは非常に困難であった。例えば、撮影用X線のもつ多波長の線質、散乱線の影響、焦点ボケ、写真フィルムのカブリ等の影響により、例えばアルミニウム製のスロープ状や階段状の標準物質の厚さとそのX線像の陰影濃度即ち黒化度の間に直線性を示す範囲が狭い。またX線撮影時において均質なX線が照射される面積が狭い。さらには撮影時のたびに同一の撮影条件で同一の部位を同じ大きさや形で撮影することが非常に困難である。それ故得られたX線像の陰影濃度を単純に比較したのでは、非常に曖昧な評価しか得られない。

#### [発明の目的]

本発明は、このように従来非常に困難であるとされていた経時的に撮影された骨等の被検物のX線像のより正確な比較を可能にするX線像の評価方法及びその方法を行なうのに適した評価装置を提供することを目的としている。

#### [発明の構成]

するための表示手段と、を具備したことを特徴とするX線像の評価装置。

#### 3. 発明の詳細な説明

##### [産業上の利用分野]

本発明は、骨等の被検物に関するX線像の評価方法及び評価装置に関する。更に詳細には本発明は、例えば骨折を生じた骨の治療時などにおいて、その骨のX線像を定量的に比較するための評価方法及びそれに使用する評価装置に関するものである。

##### [従来技術]

従来、骨折治療時における仮骨形成やその周囲の骨萎縮などの骨の経時変化を評価する方法として、骨折した状態、骨切手術等の骨縫合治療直後の状態、さらにはその後の治療過程における経時的な状態を、そのつど撮影されたX線像即ちX線撮影により得られたモノクローム写真を肉眼で対比観察することが行われていた。

このような方法では、撮影用X線やX線撮影により得られるモノクローム写真のもつ物理的特性

本発明者らは、かかる目的を達成するために鋭意研究を行った結果、比較し評価しようとする2以上のX線像をビデオカメラにより画像入力し電子計算機の記憶手段によりその陰影濃度を記憶した後、その電子計算機内で記憶されたX線像について座標変換及び陰影濃度の修正等の画像処理を行ったうえで、得られたそれらのX線像について比較検討を行うことが非常に有効であることを見出し本発明に到達した。

即ち本発明は、

被検物が存在する体の実質上同じ部位について異なる時期に標準物質と共に撮影された少なくとも2個のX線像を用いる該被検物に関するX線像の評価方法において、

(i) 該少なくとも2個のX線像を、画像入力手段により入力し記憶手段により記憶すること、

(ii) 記憶された少なくとも2個のX線像の各々において対応する少なくとも4点のポイントを射影変換法により実質上一致されること、

(iii) 記憶された少なくとも2個のX線像の陰影濃



度を、標準物質のX線像を基準とした濃度変換法により修正すること、及び

- (4) 記憶された少なくとも2個のX線像と、射影変換及び濃度変換が施されたX線像を表示すること、

を用いて該少なくとも2個のX線像の各々にかかる対応した箇所の陰影濃度を比較することを持徴としたX線像の評価方法、及び

被検物が存在する体の実質上同じ部位について異なる時期に標準物質と共に撮影された少なくとも2個のX線像を用いる該被検物のX線像による評価装置であって、

- (i) 該少なくとも2個のX線像を入力し記憶するための画像入力手段及び画像記憶手段と、  
 (ii) 記憶された少なくとも2個のX線像の各々における対応する少なくとも4点のポイントを実質上一致せしめるための射影変換手段と、  
 (iii) 記憶された少なくとも2個のX線像の陰影濃度を、標準物質のX線像を基準として修正するための濃度変換手段と、及び

具体的には池上通信機製ITC-2600があげられる。X線像の記憶手段としては、EDEC社製のPC-8900のようなパーソナルコンピューター等が処理能力や価格の点で適している。尚記憶する際には例えば一面画220×220の画素を256階調の整数値で処理する方法があげられるが、後述する画像加工処理と同様に処理速度を早める必要のある部分には機械語を用いることが好ましい。

この様にして入力され記憶された画像では、像を取り込む際の光学系、光源ムラやビデオカメラのシェイディングの問題が入りやすく複数のX線像を光源上の同一部分に置くことは困難であって、位置誤差及び陰影濃度の読み取り誤差はまめがれない。

そこで本発明では、射影変換法による座標変換を行なって位置的に各X線像の対応する少なくとも4点のポイントを一致せしめること、及び標準物質のX線像の陰影濃度を基準とした濃度変換法により陰影濃度についての撮影時及び読み取り時の誤差を修正せしめることが行なわれる。尚この

- (iv) 記憶された少なくとも2個のX線像と、射影変換及び濃度変換が施されたX線像を表示するための表示手段と、を具備したことを特徴とするX線像の評価装置。

を提供するものである。

以下本発明についてさらに詳細に説明する。

本発明の方法は、骨折の治療や偽骨性軟骨肉腫の治療の際に経時的に撮影した少なくとも2個のX線像を用いる。かかるX線像は、骨などの被検物を含む体の実質上同一部位をX線フィルム上に置き、標準物質として例えば1段の高さが1mmで20段（最低高さ1mm，最高高さ20mm）のアルミニウム階段やアルミニウムスロープと共にX線撮影をすることにより得られる。

これらのX線像即ちX線撮影により得られたモノクローム写真は、光が照射された際の透過光等の形で画像入力手段に入力された後、記憶手段に記憶される。かかる画像入力手段としてはテレビカメラ等があげられるが、特にシェイディング（shading）補正機能のついたものが好ましく、

座標変換と濃度変換を行なう順序としては、いずれを先にやってもよい。

かかる座標変換や濃度変換なる画像加工処理はコンピューターにより行なうが、そのコンピューターには例えばNEC社製のPC-9801等のパーソナルコンピューターが適している。

座標変換として用いる射影変換法は、例えばある四角形を任意の四角形に変換するものであって、図形の拡大、縮小、回転などのほか、直線的な歪みの補正も可能である。即ち入力し記憶された複数の画像のうちの一画像の中で4点を指定し、もう一方の画像の中でそれらに対応する4点の座標を指定すれば、射影変換のパラメーターが決定され、変換後において両画像の各4点の座標を一致させることができることになる。かかる変換のための画像処理は、マイクロプロセッサでは長時間を要するので、機械語を組み込んだプログラムの方が適するが、さらに効率を高めるのに微細演算プロセッサが有効である。

また前記の如く、同一の撮影条件といっても、

管球電圧の差、フィルム、増感紙やスクリーンの違い、現像機の状態の違いなど、写真フィルムの黒化度に影響する因子が多いので、濃度変換法により陰影濃度勾配を一致させるように像の修正を行わなければ、信頼性の高いX線像の比較評価が困難である。

この濃度変換は、記憶された複数の像に対応する各々の標準物質の像について陰影濃度と標準物質の厚さの関係を近似した関数を用いて、その複数の像のうちの一画像における標準物質の厚さに対する陰影濃度パターンに、他の画像における標準物質の厚さに対する陰影濃度パターンを一致させるようにするものである。かかる近似式として2次関数や3次関数を用いてもよいが、さらに精度をよくするためには標準物質の厚さと陰影濃度の関係に適したS字状カーブに入力時のズレ等をも考慮した近似式を関数で表現して用いることが望ましい。

尚本発明における装置では、例えば前記のように0から255までの256階調の階級値で取り込む

場合に、その256階調の範囲外にある部分はトラップされて0又は255と記憶されるが、濃度変換の際はこのようなトラップされた0又は255とされたものと真の0又は255と同等に取り扱われることになるので、そのような状況となった部分についての比較は意味をなさない。従ってビデオカメラでの入力の際には、比較した部分のレベルが0や255の値をとっていないようにすることが望ましい。

本発明では、かかる座標変換と濃度変換を施した後の像と、比較したいX線像が表示手段によって表示される。その表示方法としては、X線像の陰影濃度を複数段階に分けて各段階に対応させた所定の色彩を用いて、各々の像をカラー表示すると、濃度差が明瞭になる点で好ましい。尚かかる表示手段としては通常テレビのブラウン管が用いられるが、液晶型式のもの等であってもよい。

また両方の像を比較する方法として、対応する画素における陰影濃度の差又は比を算出して、その差又は比の値を画素の位置に対応させて表示す

るようにしてもよい。

尚被検物が骨以外の軟部組織である場合にはいわゆる量子ノイズが問題になる場合があるが、その場合にはX線像の中でも特に比較して評価したい領域のみを自由に設定して表示し、さらにはその領域内における陰影濃度の差や比をカラー表示等により表示したり、かかる差や比の部分がその領域全体に占める割合をグラフ等で表示できるようにすることが望ましい。

尚この様に部分的に領域を設定する場合には、座標変換と濃度変換を通常は領域設定の前に行なうのが好ましいが、領域設定の後であってもよい。  
〔発明の効果〕

本発明によれば、従来非常に困難であるとされていた同一対象物につき経時的に撮影された複数のX線像の信頼性の高い比較が可能になる。特に骨折の治癒過程等についての経時的なX線像による評価が容易に且つ的確に行い得るようになる。